

ZAHNÄRZTLICHES INSTITUT DER UNIVERSITÄT ZÜRICH

Direktion: Prof. Dr. R. Hotz

Prothetische Abteilung

Vorstand a. i.: Prof. Dr. E. Dolder

# Die partielle Extensionsprothese im Unterkiefer

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde  
der medizinischen Fakultät der  
Universität Zürich

Vorgelegt von

PAUL KAISER

von Degersheim

Genehmigt auf Antrag von Herrn Prof. Dr. E. Dolder

Buchdruckerei Leo Fürer, St. Gallen

1953



ZAHNÄRZTLICHES INSTITUT DER UNIVERSITÄT ZÜRICH

Direktion: Prof. Dr. R. Hotz

Prothetische Abteilung

Vorstand a. i.: Prof. Dr. E. Dolder

# Die partielle Extensionsprothese im Unterkiefer

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde  
der medizinischen Fakultät der  
Universität Zürich

Vorgelegt von

PAUL KAISER

von Degersheim

Genehmigt auf Antrag von Herrn Prof. Dr. E. Dolder

Buchdruckerei Leo Fürer, St. Gallen

1953



## VORWORT

Es ist mir Pflicht, an dieser Stelle meines ehemaligen Lehrers und Chefs, Herrn Prof. Dr. med. Walter Wild sel. zu gedenken, unter dessen Leitung und Mithilfe vorliegende Arbeit begonnen wurde. Ich bin ihm zu grossem Dank verpflichtet.

Nach seinem plötzlichen Ableben im vergangenen Herbst übernahm Herr Prof. Dr. E. Dolder in entgegenkommender Weise die Aufgabe, die begonnene Arbeit im Sinne von Herrn Prof. Dr. Walter Wild zu Ende zu führen. Ich möchte ihm dafür meinen aufrichtigen Dank aussprechen.

Ebenso bin ich Herrn Dr. R. Eisenring, Oberassistent der prothetischen Abteilung, für seine wertvolle Unterstützung zu besonderem Dank verpflichtet.



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41507224\\_0120](https://archive.org/details/IA41507224_0120)

## I. SYSTEMATISCHER TEIL

**Einleitung:** Jede prothetische Behandlung eines zahnlosen Kiefers oder eines Lückengebisses macht es sich zur Aufgabe, funktionelle Einbussen im maxillo-mandibulären Apparat zu beheben oder zu verbessern (Wild). Die Wiederherstellung jener biologischen Verhältnisse, durch welche sich das gesunde, vollbezahnte Gebiss in funktionell-mastikatorischer, phonetischer und physiognomischer Hinsicht auszeichnet, gilt als Endziel jeglichen prothetisch-therapeutischen Eingriffes.

Absolut ist dieses Ziel nie zu erreichen. Der Einbau eines letztlich immer starren prothetischen Systems (totale, partielle Prothese) in ein biologisches System ist niemals adäquater Ersatz für eine durch vollständigen oder teilweisen Zahnverlust bedingte funktionelle Einbusse.

Den traumatischen Einwirkungen der Prothese als Fremdkörper auf ihre Umgebung liegen Momente zu Grunde, die durch sie ausgelöst und je nach Grösse und Dauer zu den verschiedensten Krankheitsbildern führen können. Sie machen sich in mechanischen, thermischen, chemischen, bakteriellen und elektrischen Einflüssen bemerkbar. Sie führen, auf das Restgebiss bezogen, über Karies und Pulpitiden zum Zahntod, zur Zahnlockerung, zum Zahnausfall. Im Bereiche des nichtbezahnten Alveolarfortsatzes führen sie zu Entzündungen, zu Atrophien oder Hypertrophien der Schleimhaut, mitunter bis zu Neubildungen im Sinne geschwulstiger Entartungen.

Wenn in vorliegender Arbeit versucht werden soll, eine bestimmte Form der teilweisen Zahnlosigkeit im Unterkiefer zu untersuchen und therapeutisch wirksam zu beeinflussen, so drängt sich vorerst ein Vergleich mit dem natürlichen, vollständigen Gebiss auf.

**A. Das vollbezahnte Gebiss.** Es zeichnet sich durch eine ununterbrochene Zahnreihe aus. Die Nachbarzähne berühren sich in Kontaktpunkten. Die Zahnreihen sind in sich versteift. Die Zahnbogen im Oberkiefer und Unterkiefer bilden Okklusionsflächen und interkuspidieren untereinander. Für die Artikulationsbewegungen besteht volle Freiheit. Bei funktionellem Einsatz sind verschiedene, den momentanen Anforderungen entsprechende Bewegungsformen (Arbeitswege) und Kontaktstellungen (Arbeitsstellung) zu registrieren. Man unterscheidet Arbeitsseite und Balancierseite. Dieser physiologische Zustand ist der Zustand des Gleichgewichtes und damit

der Ruhe. Er zeichnet sich durch Harmonie und Symmetrie aus und wird auch als statischer Zustand bezeichnet (Wild).

**B. Das Lückengebiss.** Es zeichnet sich durch das Charakteristikum der Bewegung aus. Der ehemals statische, physiologische Zustand hat einem dynamischen, pathologischen Zustand Platz gemacht. Disharmonie und Asymmetrie herrschen vor. Die funktionelle Einbusse beschränkt sich nicht nur auf bloße Kauwerteinbusse, auf Wanderungstendenz und Kippung der Zähne im Bereiche des Restgebisses, sondern auch auf Gleitbewegungsstörungen und auf phonetische Minderleistung. Die okkludierenden Flächen sind in Form und Vollständigkeit weitgehend zerstört. Es kommt von der Lockerung des Einzelzahnes bis zur Fehlbelastung und Ueberlastung des Aufhängeapparates des gesamten Restgebisses.

Das ganze «Kauorgan», also nicht nur das Gebiss als solches, sondern der ganze maxillomandibuläre Apparat unter Einbeziehung der Kiefergelenke, der Kaumuskulatur, der Zunge und der Speicheldrüsen, kann durch die Funktionsverminderung betroffen werden.

**Allgemeine Forderungen zur Therapie des Lückengebisses.** Die Therapie des Lückengebisses besteht nicht nur allein in einer prothetischen Massnahme. Weitsichtige Planung zwingt letztere oft noch mit einer konservierenden und chirurgischen Behandlung zu kombinieren. Eine umfassende und prospektive Therapie birgt immer eine prophylaktische Aufgabe in sich. Es handelt sich darum, den dynamischen Zustand in seinen sämtlichen Erscheinungsformen wiederum in einen angenähert statischen Zustand überzuführen. Es zeigt sich die Notwendigkeit, sämtlichen möglichen traumatisierenden Einflüssen in zeitlich längerer Sicht gesehen, im Momente der prothetischen Versorgung durch deren geeignete Konstruktion zu begegnen. Die prothetische Therapie muss in prophylaktischer Hinsicht nach drei Richtungen genügen (Wild):

A. Es muss eine Schonung des Restgebisses in karies-prophylaktischer Hinsicht angestrebt werden.

B. Das parodontale Gewebe soll vor chronischen mechanischen Reizen geschützt werden.

C. Die Biostatik des Restgebisses soll gewahrt bleiben.

**Die Wirkungsweise der Prothese im Lückengebiss.** Im biologischen System des Lückengebisses ist die partielle Prothese ein rein physikalisch-mechanischer Ersatzkörper. Sie bietet die Möglichkeit, Funk-

tionseinbussen verschiedenen Grades teilweise aufzuheben. In ihrer Ruhelage sind ihre Einflüsse auf ihre Umgebung gering. Während ihrer funktionellen Beanspruchung ist sie verschiedensten Kräften und Gegenkräften ausgesetzt; sie ändern dauernd nach Richtung, Grösse, Form und Zeit. Auf die Prothese wirken die Muskelkräfte der Oeffner, Schliesser und Verschieber ein. Die Zunge beeinflusst sie bei mastikatorischer und phonetischer Beanspruchung.

Als praktisch starrer Körper (keine Plastizität) antwortet die Prothese auf Kraft-(Druck)einwirkungen auf mechanische Art und Weise durch Druckeinwirkung auf ihre Unterlage, durch Weitergabe von Krafteinwirkungen auf ihre Umgebung (Verankerung), durch translatorische und rotatorische Bewegungen aus der ihr zugewiesenen Ruhelage.

Sämtliche diese, durch die Prothese ihrer nächsten und weiteren Umgebung mitgeteilten Kräfte und Bewegungen müssen auf ein Mindestmass eingeschränkt werden. Gleichzeitig ist ein optimaler Funktionsersatz der durch die verschiedenen traumatischen Einflüsse verminderten Leistung anzustreben.

**Die Biostatik.** Die prothetische Behandlung versucht, unter Beobachtung der statischen Kenntnisse, auch den Forderungen der Biostatik nachzukommen. Die Wiederherstellung eines physiologischen Gleichgewichtes im Gebiss bleibt absolutes Endziel. Sofern diese Forderung erreicht werden kann, ist der Zustand der relativen Ruhe wieder hergestellt und entspricht annähernd dem Idealzustand des natürlichen Gebisse.

**C. Einteilung des Lückengebisses.** Wild unterscheidet je nach Art des Kauflächenkomplexes im Lückengebiss drei Klassen:

Kl. 1: Verkürzte Zahnreihen (verkürzter Kauflächenkomplex)

Kl. 2: Unterbrochene Zahnreihen (unterbrochener Kauflächenkomplex)

Kl. 3: Kombination von 1 und 2 (verkürzter und unterbrochener Kauflächenkomplex)

Form der Prothese und Art der Verankerung sind durch die Art der Begrenzung der Lücken bestimmt.

Wird der Kaudruck durch die Prothese auf die Ankerzähne des Lückengebisses übertragen, so ist die Belastung dental. Wird er auf die Schleimhaut übertragen, so spricht man von gingivaler Belastung. Die dentale Belastung geht parallel mit besserem Kau-

effekt einher. Die durch die Schleimhaut getragene Prothese setzt den Kaudruck zufolge der Kompressibilität der Schleimhaut wesentlich herunter.

Der Belastungsmodus kann nur unter Berücksichtigung des biologischen Faktors (Wild, Beat Müller) bestimmt werden. Erst nach eindeutiger Beurteilung des Gesamtzustandes des Restgebisses kann entschieden werden, ob ein rein dentaler Kauflächenersatz — oder ob eine gemischte Belastung — oder ob eine rein gingivale Belastung unter Einbeziehung einzelner Restzähne oder geschlossener Restzahngruppen im Sinne eines nur retentiven Momentes für die Prothese angezeigt ist.

**Der biologische Faktor.** Die Bestimmung des biologischen Faktors (Wild) erstreckt sich über folgende Kriterien: Prothetische Beurteilung des Restgebisses, der Mundschleimhaut und des Kieferknochens. Beurteilung des Röntgenstatus. Der biologische Faktor entscheidet über die Art der partiellen Prothesenkonstruktion. Der graduell variierende Wert eines positiven biologischen Faktors bestimmt die Wahl der Belastung mit.

**Die verkürzte Zahnreihe.** Im Falle der Kl. 1 (verkürzte Zahnreihen) verlängert die Prothese die Zahnreihen. Sie wird nach ihrer Konstruktionsweise auch als Verlängerungsprothese, Freundprothese und Hebelprothese bezeichnet. Letztere Bezeichnung zeigt in funktioneller Hinsicht die wesentlichsten Unzulänglichkeiten ihrer mechanischen Auswirkungen auf.

Im allgemeinen wird im Falle der Kl. 1 die Schleimhaut als Unterstützungselement der Prothese benützt. Der funktionelle Wert eines solchen Belastungsmodus ist kleiner. Die tragende Fläche, die im natürlichen Gebiss durch die Alveolenoberfläche vergrössert ist, wird kleiner. Die Zähne, die einen Aufhängeapparat besitzen, der imstande ist, Druck auf harte Knochensubstanz (Trabekel) weiterzuleiten, sind für Druckaufnahme geschaffen. Die Schleimhaut über dem zahnlosen Kieferknochen besitzt diese Eigenschaft nicht oder nur in wesentlich geringerem Ausmass.

Eine gingivo-dentale Belastung eines bilateral verkürzten Restgebisses nimmt wesentlich auf die streng voneinander zu trennenden Belastungsformen des Zahnes und dessen Halteapparates und auf die spezifischen Eigenschaften der Schleimhaut und deren Kompressionsmöglichkeit Rücksicht. Sie wird in vielen Fällen von prothetischer Versorgung der Kl. 1 wesentliche funktionelle Lei-

stungssteigerungen unter optimaler Schonung des Restgebisses nach sich ziehen. Sie versucht den gingiva-belastenden Prothesenteil (Sattel) um den Weg der Kompressionsmöglichkeit der Gingiva in eine bestimmte Beziehung zum durch Belastung und Druck-einwirkung makroskopisch nicht lageveränderten Restgebiss zu bringen.

**D. Die Verankerung der partiellen Prothese.** Als Elemente der Verbindung zwischen Restgebiss und Prothese dienen die Anker. Sie haben folgende Aufgaben (Wild):

- a) Festhalten der Prothese am Restgebiss.
- b) Ableitung des Kaudruckes auf die Zähne des Restgebisses.  
Dentale Belastung: Uebertragung des gesamten Kaudruckes auf die Ankerzähne.  
Gingivale Belastung: Es werden vorwiegend nur die horizontalen Kaudruckkomponenten auf die Ankerzähne übertragen.
- c) Dimensionierung der von der Prothese auf das Restgebiss übertragenen Bewegungen. Je nach Wirkungsgrad: völlige Ableitung — Abschwächung — gänzliche Verhinderung.

Art, Bau und Wirkungsweise definieren die Anker als starr, gelenkig oder elastisch.

Starre Anker dienen rein dentaler Belastung. Sie übertragen den Kaudruck unmodifiziert auf die natürlichen Zähne. Die starre, dental-belastende Verankerung wird bei prothetischen Lösungen in der Form von festen, bedingt abnehmbaren und abnehmbaren partiellen Prothesen angewandt. Ihre Anwendung ist bestimmt durch die Form des Restgebisses und dessen biologischem Faktor.

Die gelenkige Verankerung bezweckt eine gingivale Belastung der zahnlosen Kieferpartien bei gleichzeitiger, teilweiser Belastung des Restgebisses. Sie vermindert die Uebertragung der Bewegungen des gingivabelastenden Prothesenkörpers auf das Restgebiss.

**Allgemeine Anforderungen an die partielle Prothese.** Die partielle Prothese zeichnet sich durch ein System von Hebeln aus. Der Kaudruck greift an Hebelarmen an. Als Folge stellt sich eine Bewegung der ganzen Prothese ein. Die Bewegungen der Zunge, der Wangenmuskeln, der Mundbodenmuskeln, ihrer Ligamente und die Lippen wirken auf sie ein und suchen sie in ihrer zugewiesenen Lage zu verändern. An Hebelarmen überträgt sich die bewegende Kraft auf die Ankerzähne. Die Richtung der Bewegung ist abhängig

von der Richtung des Hebelarmes und von der Richtung der Kraft als Komponente des Kaudruckes; die Grösse der Bewegung von der bewegendenden Kraft, der Länge des Hebelarmes, von natürlichen bewegungsmindernden Hindernissen und dem Kompressibilitätsgrad der Schleimhaut. Im weitern wird die Bewegung von der Konstruktion der Anker beeinflusst.

Eine Mehrzahl von mechanischen und biologischen Faktoren bestimmen die Erzielung des biologischen Gleichgewichtes im prothetisch versorgten Lückengebiss. Vor allem sind die Anforderungen der Statik der Prothese, die letztlich für die Erhaltung, resp. Wiedergewinnung eines biologischen Zustandes Voraussetzung sind, zu beobachten. Nach Wild sind folgende Gesichtspunkte, die zur Erreichung befriedigender biostatistischer Verhältnisse erforderlich sind, zu beachten:

1. Vermeidung anormaler Bewegungen der Prothese. Dies wird durch statische Konstruktion erreicht.
2. Die Vorteile, die sich sowohl durch Beobachtung der Gesetze der Statik als auch durch eine optimale Ausnützung der anatomischen Form des zu bedeckenden Alveolarfortsatzes bieten, müssen ausgenützt werden.
3. Die Konstruktion der Anker und deren Wahl muss genau in ihren Auswirkungen erkannt werden.
4. Wo keine natürliche Versteifung des Restgebisses vorliegt, muss eine künstliche angestrebt werden. Als direkte Forderung aus diesen Forderungen drängt sich eine Trennung des statischen Systems der Freundprothese vom biostatistischen System des Restgebisses auf.

**Spezielle Kritik des elastischen Verankerungsmodus.** Zeigt sich die Notwendigkeit einer prothetischen Versorgung uni-, resp. bilateral verkürzter Zahnreihen auf rein gingivabelastender Lösung, wobei die Verbindung Prothesenkörper-Restgebiss auf elastische Weise (elastische Klammern) gelöst wird, so muss folgenden Faktoren genügende Beachtung geschenkt werden:

1. Es tritt immer ein Schmutzschaden als Folge der Zersetzung von Nahrungsteilen zwischen Natur- und Ersatzzähnen auf. Umfang und Ausmass dieses Schadens sind weitgehend bestimmt durch die Klammerkonstruktion, speziell deren Innenseite, durch den guten oder schlechten Sitz der Klammern und durch die Prothesenunterseite im Uebergang Sattel-Ankerzahn. Es muss eine Vermeidung überflüssiger Hohl-

räume angestrebt werden. Als Folge mangelnder hygienischer Beachtung des Problems tritt in habituell unsauberen Räumen eine fétide, saure Zersetzung von Speiseresten auf. Die Schleimhaut und die marginalen Partien des dem Restgebiss anliegenden Zahnfleisches reagieren unter vermehrten toxischen Einflüssen mit subakuten und akuten Entzündungsformen. Bei langer fortgesetzter Einwirkung dieses Zustandsbildes kann es über den Formenkreis einer rein marginal-parodontalen zum Bild der dystrophischen Parodontolyse auf mechanisch-toxischer Grundlage kommen.

2. Ein immer eintretender Kammerschaden hat engste Beziehung zur Konstruktion der Klammern (elastisch, halbelastisch, starr). Indirekte Folgen des Scheuerprozesses und des habituell unsauberen Raumes sind Entkalkungserscheinungen und Halskaries. Eine Lockerung der Klammerzähne tritt durch Druck-, resp. Druckkomponentenübertragung von seiten der Prothesenbasis auf. Die Frage, ob die Ankerzähne auf die Dauer all diesen traumatischen Einflüssen gewachsen sind, hängt von verschiedenen Faktoren ab:

Von ihrer Vitalität, dem Verhältnis zwischen ihrem extraalveolären bzw. intraalveolären Anteil, von ihrer Lage, Grösse und vom Schwund des Alveolarfortsatzes.

3. Der Schaden, der durch den Schwund der belasteten Kieferfläche hervorgerufen wird, wird als Senkungsschaden bezeichnet. Die Grössenordnung der Senkungstendenz unter der Belastung durch den Kaudruck schwankt individuell sehr stark. Sie hängt weniger vom Alter als vielmehr von einer a) inhärenten Tendenz zu einer Rezession ab und ist vor allem b) direkt abhängig von Form, Grösse und Bau des drucktragenden Alveolarfortsatzes und c) Konstruktion der Prothese. Eine wichtige Rolle spielt auch der dem prothetisch ersetzten Zahnbereich gegenüberliegende Antagonistenbereich. Eine Senkung ist bestimmt dort am stärksten, wo ein prothetisch ersetzter Bereich mit natürlichen Antagonisten okkludiert. Parallel mit einer Senkung lässt sich auch ein «Tieferrutschen» der Klammern zahnhalwärts konstatieren, welche Tatsache, sofern die Klammern unter die grösste Zirkumferenz der Ankerzähne zu liegen kommen, zu einem eigentlichen «Schlottern» der Prothese führt. Der Senkungsschaden macht sich ausgeprägt besonders in jenen Fällen bemerkbar, wo sich in der prothetischen Konstruktion eine unvermeidliche Be-

lastung der lingualen Partien des Alveolarfortsatzes im bezahnten Frontzahnggebiet aufdrängt (gingivale Plattenprothese mit dentalem Rand). Als Folge einer Senkung tritt eine Spreizung und Lockerung der Restzähne auf; durch eine Hebelwirkung der ganzen Prothese und durch die interdentale Verzahnung der Basis im Frontzahnbereich werden die Restzähne in ihrer alveolären Ruhelage gestört. Die durch die prothetische Versorgung angestrebte Entlastung des Restgebisses wird illusorisch.

**E. Das Problem der Resilienz.** Als Resilienz wird im allgemeinen die Deformierbarkeit der Gewebe bezeichnet. Im speziell prothetischen Fall ist es die Kompressibilität der Schleimhaut.

Bei gingivaler Belastung ist die Ruhelage der Prothese nicht identisch mit ihrer Arbeitslage. Als Kinematik wird der Weg bezeichnet, den sie zwischen Ruhelage und Arbeitslage durchschreitet. Die vertikal-translatorische resp. rotatorische Bewegung ist stets mit einem Verlust von Arbeitsleistung gekoppelt. Letztere Tatsache lässt sich in jeglichem Fall einer prothetischen Lösung auf dental-gingivaler resp. rein gingivaler Grundlage nie vermeiden. Sie ist weitgehend bestimmt durch den Resilienzwert der Gingiva.

Der Halteapparat des natürlichen Zahnes vermag die den Zahn treffenden Druckeinwirkungen auf die Alveolarkompakta abzuleiten. Die Druckeinwirkung wirkt sich als Reiz in physiologischem Sinne aus. Fortgesetzte Reizeinwirkung in bestimmten Grenzen wirkt aufbauend. Ueberschreitet die Mehrbelastung diese Grenzen, dann hört die «kompensatorische Kräftigung» auf. Sie geht über in ein pathologisches Geschehen, äussert sich in einem Gewebsabbau (überschwelliger Druck -> Resorption) und führt über den Weg der subakuten -> akuten -> chronischen Schädigung zu einer funktionellen Einbusse. Die Reizschwelle ist individuell verschieden und von verschiedenen Faktoren abhängig (Lebensalter, Konstitution).

Ganz anders stellt sich der prothetischen Behandlung der Fälle Kl. 1 das Problem der Kaudruckübertragung entgegen. Die Schleimhaut unter Sätteln und Platten wird als Druckauffangbasis verschoben und zusammengepresst, bevor sie den Druck auf die knöcherne Unterlage ableiten kann. Bei gingivaler Belastung vermag die Kaudruckableitung vom künstlichen Zahn auf den Kiefer den Druck nicht zu transformieren. Eine Bewegung des druckübertragenden Prothesenteiles wird unvermeidlich. Beat Müller schreibt: «Die Resilienz der Schleimhaut unter Kaudruck einerseits und Zun-

gen-, Wangen- und Lippenbewegungen andererseits bringen an der Prothese Bewegungen hervor, die sich je nach Konstruktion und Ausdehnung von Plattenbasis und Konstruktion der Verankerung in voller oder verminderter Intensität dem Restgebiss mitteilen.» Das Problem der Resilienz ist gleichzeitig auch das Problem des Restgebisses.

Im Falle der gingivalen Kaudruckübertragung ist aber der Kraft- resp. der Druckeinwirkung eine Grenze gesetzt durch den resilienten Charakter der Schleimhaut. Der Druck überträgt sich von der Schleimhaut auf das Periost und auf den Kieferknochen. Die zwischen Epithel und Periost eingelagerten Schmerzrezeptoren als nervöse Endorgane gestatten aber nur mehr eine Teilwirkung der dem gesamten maxillomandibulären Apparat physiologischer Weise zur Verfügung stehenden Kaukraft. (Ganz im Gegensatz zu den Fällen der Kl. 2, wo doch bei prothetischer Versorgung der gesamte Kaudruck unbeschadet auf den gesamten anatomischen und funktionellen Komplex von Zahn, Periodont und umgebenden Kieferknochen übertragen werden darf.)

**Histologischer Aufbau der Schleimhaut.** Der histologische Bau und der Gewebsturgor bedingen die Elastizität der Schleimhaut. Die Schleimhaut, die zufolge ihrer Resilienz eine Ausweichmöglichkeit besitzt und als Druckauffänger und Druckübertrager auf den Kieferknochen wirkt, weist, durch Lund und Loos speziell auf ihre Funktion erforscht, folgende histologische Struktur auf: Unter einem mehrschichtigen Plattenepithel liegt die Tunica propria, die durch lockeres, zum Teil stark gebündeltes kollagenes Bindegewebe mit dem Periost unverschieblich verbunden ist. Diese Gewebe bilden mit dem Periost zusammen eine Polsterschicht von örtlich verschiedener Dicke. Das histologische Bild vervollständigt sich durch das stellenweise Vorhandensein einer Submukosa mit eingelagerten Drüsen (mukösen Charakters), Drüsenausführgängen, Blutgefäßen und Nerven. Im allgemeinen gilt die Schleimhaut im Bereiche von gesunden, gut ausgeheilten Alveolarfortsätzen als von der Unterlage nicht wesentlich verschieblich.

**Prothetische Auswirkungen der Resilienz.** Die Resilienz des Gewebes stellt einer Verformung Gegenkräfte entgegen. Sie sind aber im Vergleich zum wenn auch nur reduziert auf sie einwirkenden Kaudruck recht klein. Die Mukosa versucht zwar immer in ihren normalen, anatomischen Zustand zurückzukehren und bringt, falls

sie belastet wird, unter einem Sattel Kräfte hervor, die verlagernd wirken. Hindels (1952) meint, dass die früher als Gewebsresilienz betrachtete Funktion nichts anderes ist als eine Rückkehrfähigkeit des kraftvoll verlagerten Kammgewebes zu seiner passiven Ruhelage.

Da die komprimierte Gingiva trotz ihres resilienten Baues ausserstande ist, den einwirkenden Kaudruck zu transformieren, äussert sich die Bewegung eines Prothesensattels auch im Alveolarknochen. Trotzdem kann aber nach dem heutigen Stand der Forschung und nach Angaben von Kennedy und Loos bewiesen werden, dass eine Resorption des Kieferkammes stationär resp. in einem physiologischen Bereich gehalten werden kann, sofern Grösse, Form und Ausdehnung der Plattenbasis gewissen Anforderungen entsprechen und auch dem Problem der Resilienz die ihm zukommende Grössenordnung zugewiesen wird.

**Die Grössenordnung der Resilienz.** Die von verschiedenen Autoren gefundenen Resilienzwerte weisen folgende Grössenordnung auf:

Pfeiffer erhielt maximale Resilienzbeträge von 1,0 mm. Bonyhard solche von 0,3 1,0 mm. Beat Müller 1,3 mm. Spreng/Giger prüften die Resilienz mit einem speziellen Kompressionstiefenmesser und erhielten Werte bis 1,5 mm.

Ohne diese Angaben bezweifeln zu wollen, wagen wir zu behaupten, dass zwischen dem Wert eines lokal z. B. mit einem Tiefenmessinstrument gefundenen Betrag und dem Resilienzwert einer grösseren, durch einen Sattel belasteten und verlagerten Fläche ein beträchtlicher Unterschied besteht. Die Druckverteilung resp. der Resilienzbetrag ist beweisbar abhängig von der Grösse der belasteten Fläche. (Die Abhängigkeit wird im mathematischen Teil vorliegender Arbeit bewiesen.)

Ob die, von Supplee angenommene, durch eine zweckmässig konstruierte Sattelbasis kompensatorisch hervorgerufene Verstärkung des Kieferknochens bei funktioneller Belastung zu Recht besteht, kann nicht eindeutig bewiesen werden.

Nach Gaman ist die Knochenbälkchenstruktur der Spongiosa im Processus alveolaris funktionell orientiert. Er weist nach, dass durch äussere, dentalfunktionelle Verhältnisse ein verändertes, trajektorales Gebälk entstehen kann. Er sucht damit den Beweis zu erbringen, dass durch neue oder veränderte äussere Einflüsse der Kieferknochen sich in seinem strukturalen Aufbau ändern kann. Es ist also für den unbezahnten Teil des Kieferkammes auf Kaudruck

hin nicht absolut ein fortschreitender resorptiver Abbau zu erwarten. Gaman versucht damit, ähnlich wie Supplee, zu beweisen, dass ein nach Zahnverlust prothetisch günstig belasteter Kieferkamm sogar zu einer kompensatorischen Umstellung befähigt ist.

U. E. sind, falls diese Angaben zu Recht bestehen, zur Erreichung solcher Resultate anatomisch günstig ausgeheilte Kieferkämme (möglichst geringe sagittale Krümmung) und gesunde Schleimhautverhältnisse unbedingte Voraussetzung.

Die Untersuchungen von Eisenring über die Veränderung der von Prothesen bedeckten Schleimhaut und unter Ausdehnung der histologischen Untersuchungen auf das darunterliegende Knochengewebe zeigen, dass der Schleimhaut wohl Abwehr- und Abwehrverstärkungsmöglichkeiten gegeben sind, dass aber im allgemeinen keine kompensatorische Leistung im Sinne einer Sklerosierung oder einer Kompaktaverdickung konstatiert werden kann.

**Prothetische Folgen der Geweberesilienz.** Es ist bekannt, dass die Kaudruckbelastung auf den zahnlosen Kieferknochen durch die Einschaltung der kompressiblen Schleimhaut auf ca.  $\frac{1}{4}$  bis  $\frac{1}{5}$  der auf den bezahnten Kiefer treffenden reduziert wird. Der Kaudruck, welcher also als Druck in ungünstiger Übertragungsform vom Sattel auf den Kieferknochen kommt, ist erheblich geringer als der natürliche.

Die Gewebe-Elastizität ist verantwortlich für den Leistungsabfall bei gingiva-belastenden Prothesen. Als Folge stellt sich eine funktionelle Minderleistung ein, die sich nicht nur in den Auswirkungen des Elastizitätscharakters der Schleimhaut äußert. Es treten, als indirekte Folgen bei mangelhafter Konstruktion einer partiellen Prothese zeitlich retardiert auch traumatische Einflüsse auf das Restgebiss auf.

Die Leistung wird als Produkt von Arbeit und Zeit definiert. Arbeit ist Kraft mal Weg. Die Elastizität der Schleimhaut bedingt einen verlängerten Weg, d. h. beim Kauen mit der gingiva-belastenden Prothese wird nicht alle Arbeit zur Zerkleinerung der Nahrung aufgewendet. Ein beträchtlicher Teil des absolut zur Verfügung stehenden Kaudruckes geht bei der gleichzeitig stattfindenden Komprimierung der Schleimhaut verloren. Die Leistung kann also nur durch vermehrten Zeitaufwand wettgemacht werden.

Eine je nach Schleimhautbezirk (Alveolarfortsatz, Tuberculum mandibulae) variierender Elastizitätswert wirkt sich ebenfalls auf die statische Lage der Prothese unter Krafteinwirkung aus.

Es zeigt sich, dass die Schleimhaut als primäres Druckaufnahme- und Druckvermittlungsgewebe unter einer gingiva-belastenden Prothese speziellen Krafteinwirkungen ausgesetzt ist. Druck-, Zug- und Schubkräfte stellen sich bei funktionellem Einsatz ein. Ihre Auswirkungen sind unvermeidlich. Ihre traumatisierende Grösse kann aber durch richtige Prothesenkonstruktion, welche durch Oberflächenform, Oberflächenausdehnung, Grösse und Stellung des künstlichen Kauflächenkomplexes bestimmt ist, entscheidend beeinflusst werden.

**Problemstellung.** Der vorliegenden Arbeit wurde durch Prof. Wild das Ziel zugewiesen, sowohl durch mechanische Ueberlegungen, als auch durch praktische Versuche an einer grösseren Zahl von Patienten die Möglichkeit einer stabilisierenden Verlängerung der Basis der partiellen Prothese vermittels einer Extension nach distal innerhalb der Grenzen der physiologischen Toleranz zu untersuchen.

Die Verlängerung des Prothesenkörpers in dessen üblicher Weise prothetisch nicht miteinbezogenem Raum, wie es im Unterkiefer der «retromolare, infratuberkuläre Bezirk» (Wild) darstellt, ist keine neue Erkenntnis. Schon Gysi forderte seine Miteinbeziehung, wobei aber mehr die Tendenz zur Erfassung der distal-sublingualen Partien vorlag.

Es ist ein Verdienst von Wild, dass er in neuester Zeit, aus der Ueberlegung und Suche nach bewegungshemmenden und stabilisierenden Faktoren vorerst in der Totalprothetik die Einbeziehung des retromolaren Bezirkes forderte. Es wird auch heute allgemein anerkannt, dass die retromolar-infratuberkuläre Extension sowohl für den Halt der Prothese (vergrösserte Oberfläche  $\leftrightarrow$  gesteigerte Adhäsionsfläche) als auch als «bewegungsminderndes System» (untersichgehende Partien) einen wertvollen Beitrag bietet. Es darf behauptet werden, dass als direkte Folge einer solchen Prothesengestaltung einer Rezessions- und Atrophietendenz des Kieferknochens über den Weg einer Verminderung der traumatisierenden Bewegungsübertragung entgegengewirkt wird.

Die Aufgabe, die an die klinische Abklärung der Extensionsmöglichkeit gestellt wurde, bestand darin, letztere, sofern durchführbar, über den Bereich der in der Totalprothetik möglichen Grössenordnung darzustellen.

**Die partielle Freiidprothese im Unterkiefer.** Der prothetischen Therapie von unilateral oder bilateral verkürzten Zahnreihen im Unterkiefer stellen sich verschiedene Schwierigkeiten entgegen: es ist das Problem einer gemischt dentalgingivalen oder rein gingivalen Belastung zu lösen. Es stellt sich erfahrungsgemäss nach kürzerer oder längerer Zeit eine gesteigerte Leistungsminderung als Folge eines eventuellen Schwundes des gingiva-belastenden Kieferknochens ein. Die hiedurch vermehrte Bewegungsmöglichkeit der Gesamtprothese überträgt sich auf das Restgebiss durch vermehrte Uebertragung von Bewegungs- und Kraftkomponenten. Bei einer gingival, sowohl wie bei einer dental-gingiva-belastenden Prothese kommen nur zwei Belastungsmöglichkeiten zur Anwendung:

- a) elastische Verbindung Prothese—Restgebiss
- b) gelenkige Verbindung Prothese—Restgebiss

Bei der elastischen Verbindung kommen Klammerarme aus elastischem Material zur Verwendung, welche durch geeignete Form und Biegung und durch die Wahl des Materials zur Feder werden. Durch verschiedenste Formgebung kann die Eigenschaft der elastischen Körper gesteigert werden (einfache elastische Klammer, elastische Doppelarmklammer, Klammerstiel, Rücklaufklammern). Sie haben die Eigenschaft angenähert vollkommener Elastizität. Die durch ihre Formänderung aufgewendete Arbeit findet sich als mechanisch-potentielle Energie im Klammernmaterial, das seinerseits bestrebt ist, die ihm innewohnende potentielle Energie wiederum in kinetische umzuwandeln. Zusammen mit den durch Druckeinwirkung auf die elastische Schleimhaut entstehenden Gegenkräften bringen sie den Prothesenkörper nach Aufhören der Druckeinwirkung in seine Ruhelage zurück.

Die elastische Klammer, die selbstbeweglich, eine Bewegung der Prothese zwischen Ankerzahn und Prothesenkörper erlaubt, überträgt die Bewegungen der Prothese nur teilweise auf die Ankerzähne. Die Bewegungen können sich intraalveolär (starre Klammer) oder extraalveolär in bezug auf den Ankerzahn auswirken.

Das Bestreben, nach Möglichkeit eine extraalveoläre Bewegung zu erzielen, führte zur Konstruktion gelenkiger Verankerungsarten verschiedensten Baues.

Es wird heute anerkannt, dass trotz aller Mängel, die die verschiedensten Gelenke in sich bergen, sie am besten befähigt sind, bei genau durchdachter Konstruktion und unter Einbeziehung sämtlicher Forderungen der Statik und Biostatik die Therapie des

Lückengebisses der Kl. 1 zu übernehmen. Die Möglichkeit, durch Versteifung des Restgebisses dieses von einer Vielzahl von schädlichen Einflüssen frei zu halten, spricht in ihrem Sinne. Ihrer Anwendung im Rahmen der Sozialprothetik stellt sich die hohe Kostspieligkeit entgegen.

Da jegliche Gelenkprothese auch einen gingiva-belastenden Anteil in sich birgt, dessen reduzierte Möglichkeit der Bewegungsformen trotz allem oft auch zu einer Atrophietendenz des durch ihn belasteten Kieferknochens führt und somit oft die Wirkungsweise in Frage stellt (Leistungsminderung an Arbeit als Folge des Verlustes an okklusalem Kontakt), beziehen sich die nachfolgenden Untersuchungen teilweise wenigstens auch mit voller Gültigkeit auf sie.

**Vorteile einer Vergrößerung der belastbaren Oberfläche.** Eine Vergrößerung führt zu verschiedenen Vorteilen. Der dem Kauapparat zur Verfügung stehende Kaudruck kann entsprechend gesteigert werden, da der Druck, der sich über den Sattel dem Gewebe und dem Kieferknochen mitteilt, durch eine Oberflächenvergrößerung weniger schnell jene Grenze erreicht, die physiologischerweise durch die Schmerzrezeptoren bestimmt ist. Dazu wirkt sich die Form des genau der anatomischen Konfiguration des Alveolarknochens und dessen Abwinklung sowohl in sagittaler als auch auch horizontaler Ebene im Bereiche des Angulus mandibulae (Verwindung) folgenden Prothesenkörpers als bewegungsminderndes Moment aus. Es kann gesagt werden, dass

- a) die Extension in einer Vergrößerung der drucktragenden Fläche besteht,
- b) die Extension durch ihre Verwindung eintreffenden bewegungserzeugenden Kräften Gegenkräfte entgegensetzt.

**F. Der retromolare Bezirk.** Die anatomische Bezeichnung des retromolaren Bezirkes umfasst die Fovea retromoralis unter Einbeziehung des Tuberculum mandibulae. Wie der Name «fovea» bezeugt, handelt es sich um eine Einziehung, eine Grube, die den lingualen Abhang des Kieferknochens und die ihn bedeckenden Schleimhautpartien in sich schliesst. Sie findet sich auf der Höhe des Kieferwinkels.

Die fovea retromolaris weist gegenüber dem horizontalen Teil des Kieferastes eine Verwindung um die sagittale, horizontale und vertikale Ebene auf. Die Verwindung entspricht der vergrößerten

Divergenz und Richtungsänderung des aufsteigenden Kieferastes (Ramus ascendens) gegenüber dem horizontalen (Ramus horizontalis).

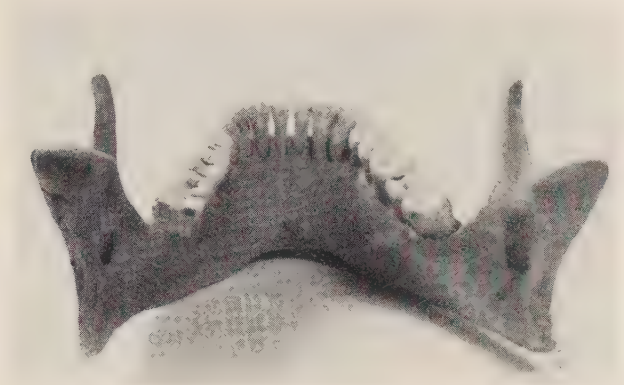


Abb. 1

Abb. 1 zeigt die Verwindung des Unterkiefers und Fovea retromolaris.

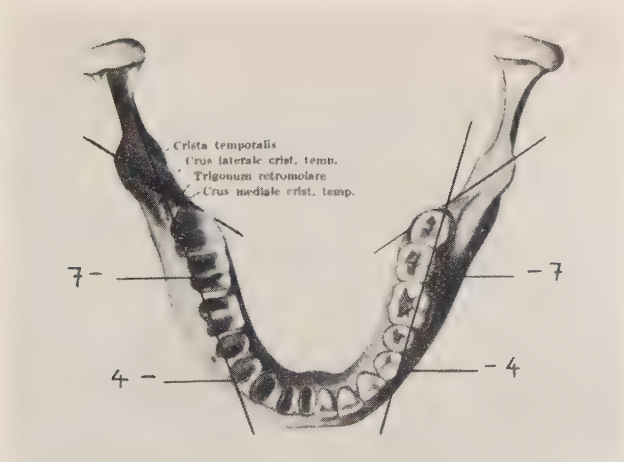


Abb. 2. Der Unterkiefer von oben gesehen. Die Zähne der rechten Kieferhälfte sind entfernt, um die Alveolen zu zeigen (Sicher-Tandler, Anatomie f. Zahnärzte)

Abb. 2 zeigt die Verwindung des Unterkiefers in der Gegend des Angulus mandibulae.

Der retromolare Bezirk umfasst das Tuberculum mandibulae und die Fovea retromolaris.

Die Fovea retromolaris ist eine Schleimhauttasche, die sich nach cranial und ventral öffnet. Sie wird allseitig von Muskeln begrenzt.

Die laterale Wand wird durch das Tuberculum mandibulae und von den Mm. buccopharyngeus und mylopharyngeus gebildet. Die mediale Wand durch die Zunge (M. longitudinalis linguae) und der Taschengrund durch Fasern des M. styloglossus, die seitlich in die Zunge einstrahlen. Den dorsalen Abschluss bildet der Arcus palatoglossus, M. palatoglossus, dessen Fasern ebenfalls in die Zunge verlaufen.

**Histologischer Aufbau des retromolaren Bezirkes.** Die eigentliche fovea retromolaris bleibt auch dann bestehen, wenn als postextraktive Folge oder durch traumatisch-prothetische Einwirkung der Alveolarfortsatz bis zur linea mylohyoidea atrophiert. Der Kieferknochen im Bereiche dieses Bezirkes zeigt eine ausgesprochen dicke Kompaktastruktur, währenddem er im Uebergangsteil Alveolarfortsatz > tuberculum mandibulae eine dünne Schicht von kortikalem Knochen mit verschieden stark ausgeprägter Spongiosa aufweist (Barell). Die dichte Knochenstruktur zwingt geradezu, den retromolaren Bezirk im Sinne einer Extension in die Prothesenkonstruktion einzubauen. Eine Gestaltung der Prothesenbasis, die nur unmittelbar bis zum Tuberculum führt, ohne Einbeziehung des retromolaren Bezirkes, also eine nur dünne Knochenstruktur unbedeutenden kortikalen Typs als Sattelunterlage benützt, muss viel schneller zu Resorptionserscheinungen des Alveolarknochens führen.

Das den Alveolarknochen bedeckende Gewebe ist im retromolaren Bereich mehr weichen Charakters. Es baut sich aus reichlich fibrillärem und elastischem Bindegewebe auf und ist meist mit Fettgewebe gepolstert.

Schon Nell, Bowen und Codoni fordern in ihren Veröffentlichungen eine Miteinbeziehung der Retromolargegend zu besserer mechanischer Verankerung der Prothese. Allerdings beschränkten sie sich mit einer mehr oder weniger ausgeprägten Andeutung der lingual-infratuberkulär liegenden Partien des retromolaren Bezirkes. (Ihre Untersuchungen erstreckten sich über Fälle von Totalprothesen im Unterkiefer.)

Die folgenden Bilder zeigen Modelle, die zur Herstellung partieller Extensionsprothesen verwendet wurden. Der Extensionsbe-

zirk, die «unter sich gehenden Partien» und die Verwendung des Alveolarfortsatzes wurden jeweils in einem Frontal- und Horizontalschliff zur Darstellung gebracht.

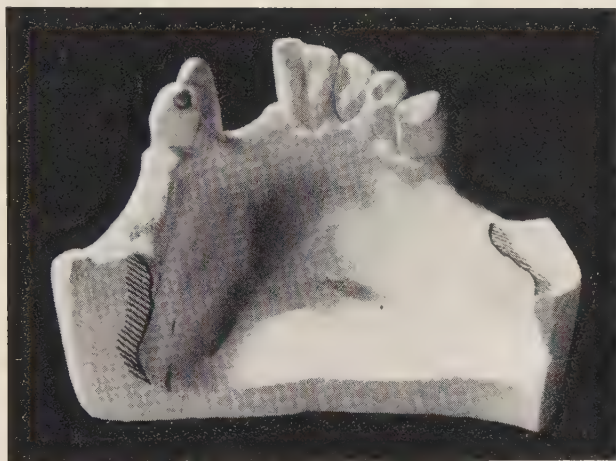


Abb. 3

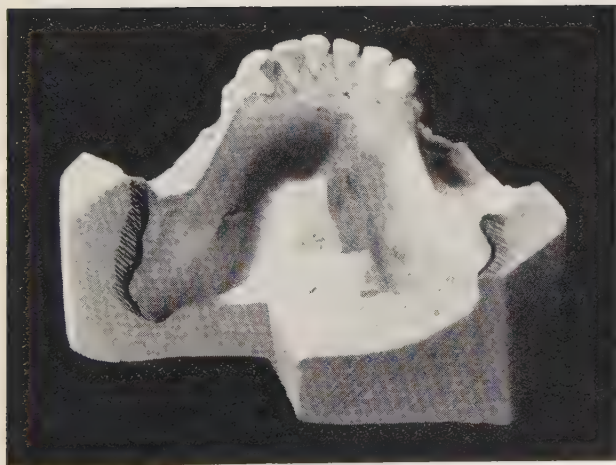


Abb. 4



Abb. 5



Abb. 6

Zu Abb. 3, 4, 5 und 6: Extensionsbezirk in Horizontal- und Frontalschliffen.

**G. Grundsätzliche Bemerkungen zur Mechanik der partiellen Extensionsprothese.** Es wird versucht, auf mechanisch-rechnerischem Wege zu beweisen, dass eine mit Extensionen versehene Freundprothese (bilateral), unter Ausnützung von Oberflächenvergrößerung und lingual-infratuberkulärer Verwindung, Kräften, die eine Bewegung der Prothese hervorrufen, physiologische Gegenkräfte entgegenstellt. Es wird versucht, einen das physiologische Ausmass der Bewegung überschreitenden Grad wirksam zu bekämpfen.

Die Mechanik der partiellen Extensionsprothese im Unterkiefer nimmt den resilienten Charakter der den Kieferknochen bedeckenden Gewebe als eine bestimmte Grösse an. Auf Druckeinwirkung reagiert das Gewebe mit einem Gegendruck.

Grundsätzlich wird nur das Problem der bilateralen Freundprothese mit Extension durchgerechnet. Die Mechanik der Prothese, ihre Bewegungsform aus und um die ihr physiologischerweise zukommende Ruhelage wird ohne Berücksichtigung des Problems der Verbindung Prothese—Restgebiss betrachtet.

Durch Einbeziehung des retromolaren Bezirkes in den Prothesenkörper sollen zwei Vorteile gewonnen werden:

- a) Geringe Beweglichkeit des Prothesenkörpers auf Krafteinwirkungen in sämtlichen Ebenen des Raumes. Damit: Ausschaltung von schädlichen Kraftmomenten auf die Ankerzähne.
- b) Möglichst grosser direkter Kraftfluss auf den Prothesenkörper durch Vergrößerung der «tragenden Oberfläche», d. h. möglichst grosser direkter Kraftfluss über die Prothese auf die tragenden Kieferpartien ohne Umweg über die Ankerzähne.

Die möglichen Bewegungen einer partiellen Prothese sind bestimmt durch Grösse und Richtung einer angreifenden Kraft und der durch sie hervorgerufenen Reaktionen. Dabei sind folgende Faktoren von mitbestimmender Bedeutung: anatomische Struktur des Kieferknochens, Bissart, Grösse des künstlichen Kauflächenkomplexes, Statik der Prothese. Die Bewegungen der partiellen Prothese werden in Grundbewegungen zerlegt. Als Hauptbewegungsarten sind bekannt:

- a) Translation in der Horizontalebene,
- b) Translation in der Vertikalebene,
- c) Rotation um eine Zylinderachse,
- d) Rotation um Ankerlinie (Vertikalebene) bei bilateraler Freundprothese,
- e) Rotation in der Horizontalebene.

Die verschiedenen Bewegungsformen finden sich in Wirklichkeit nie einzeln. Es treten immer Kombinationsbewegungen auf, wobei aber die verschiedenen Grundbewegungen grösseren oder kleineren Anteil an der Gesamtbewegung haben.

Damit das System der partiellen Prothese ins Gleichgewicht kommt, müssen diesen Translations- bzw. Rotationskräften gleich grosse Reaktionskräfte bzw. -momente entgegenwirken. Die Reaktionskräfte, welche sowohl bei den Translationen wie auch bei den Rotationen beteiligt sind, lassen sich in zwei Komponenten aufteilen:

Reaktionskräfte:

- a) Druckkräfte,
- b) Reibungskräfte.

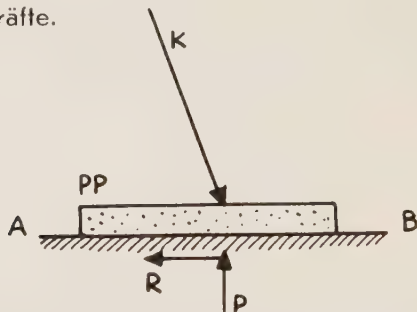


Fig. 1

Fig. 1 zeigt: eine Kaukraft K, welche über ein starres System PP (Prothese) auf die Unterlage einwirkt, wird durch die Kraft P (Druckkraft) und R (Reibungskraft) aufgehoben.

Bei einer reibungsfreien Beobachtung wird der Körper PP durch die Horizontalkomponente der (nicht senkrecht einwirkenden) Kaukraft K in Richtung A bewegt, denn als Reaktionskraft würde nur P wirken.

Wir schliessen daraus: um eine Bewegung auszuschliessen, müssen die Reaktionskräfte in ihrer vektoriellen Summe entgegengesetzt gleich gross sein den äussern Kräften (Kaukraft), wobei die Druckkraft P senkrecht zur Unterlage und die Reibungskraft R der durch die äussere Kraft aufgedrängten Bewegung entgegenwirken.

Sowohl Druckkraft wie auch Reibungskraft sind proportional der Auflagefläche. Sie werden der Einfachheit halber durch eine Resultierende zusammengefasst, die nicht senkrecht, sondern nach der möglichen Bewegungsrichtung geneigt zur Unterlage wirkt.

Im System Kiefer—Prothese kommt der Reibungskraft zufolge des Speichels keine graduelle Bedeutung zu.

Durch Einbeziehung von anatomischen Bezirken (retromolarer Bezirk) des Kieferknochens in die partielle Prothese, Bezirke, die zufolge Richtungsänderungen in mehreren Ebenen des Raumes sich auszeichnen, kann eine Gegenkraft gegen eine verschiebende Komponente als Ersatz für den Ausfall der Reibungskraft gefunden werden.

Damit eine Bewegung zur Ruhe kommt resp. keine Bewegung entsteht, müssen den von aussen her auf das System (Fig. 2) wirkenden Kräften Reaktionskräfte von der Unterlage her entgegen-treten. Sie müssen in ihrer Summe sowohl dem Betrage nach, wie auch in der Richtung der einwirkenden Kraft K entgegengesetzt gleich sein.

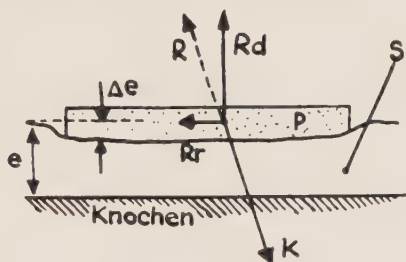


Fig. 2

Für das System gilt:  $\sum \text{Kräfte} = 0$

Zu Fig. 2: Da im Falle einer partiellen Prothese die Unterlage nicht starr, sondern elastisch ist, bewirkt die einwirkende Kraft K (Kaufkraft) ein Eindringen des Prothesenkörpers P in die Schleimhaut S.

Der Widerstand der Schleimhaut S gegen ein «Eindringen» wächst mit der Eindringtiefe. Die Bewegung (Eindringen) kommt zur Ruhe, wenn die Reaktionskraft R der Kaufkraft K dem Betrag nach gleich und entgegengesetzt ist.

$$\vec{R} = - \vec{K}$$

In den folgenden Betrachtungen wird die Druckkraft, welche sich über die Auflagefläche verteilt, als Einzelkraft eingezeichnet, welche im Schwerpunkt der Belastungsfläche angreift.

Es zeigt sich, unter Berücksichtigung der Elastizität, dass die Eindringtiefe  $\Delta e$  umgekehrt proportional der Auflagefläche  $f$  ist.

(I)

$$p = \frac{E \cdot \Delta e}{e} \quad (\text{Hooke'sches Gesetz})$$

$p$  = Druck

$E$  = Elastizitätsmodul

$\frac{\Delta e}{e}$  Spezifische Eindringtiefe

$e$  = Schleimhautdicke

Es ist ferner definiert:

$$p = \frac{K}{f}$$

$$E \cdot \frac{\Delta e}{e} = \frac{K}{f}$$

(II)

$$\Delta e = - \frac{K}{f} \cdot \frac{e}{E}$$

Die Eindringtiefe ist proportional der Kraft  $K$  und der Schleimhautdicke  $e$ .

Die Eindringtiefe ist umgekehrt proportional der Fläche.

Aus Gleichung (II) folgt: für die Erreichung der Schmerzgrenze ist eine bestimmte Eindringtiefe  $\Delta e$  zulässig. Durch eine Vergrößerung der Auflagefläche ist eine Vergrößerung der Kaukraft  $K$  möglich, um  $\Delta e$  konstant zu erhalten.

## Untersuchungen der einzelnen Bewegungsformen einer partiellen Extensionsprothese.

### I. Die transversale Translation (Horizontalebene).

$$\text{Kräftegleichung: } K = R_1 + R_2$$

$$R_i = p_i \cdot f_i$$

$$K = P_1 f_1 + P_2 f_2$$

(III)

$$P_1 = \frac{K}{f_1} - p \left( \frac{f_2}{f_1} \right)$$

$$P_1 < \frac{K}{f_1}$$

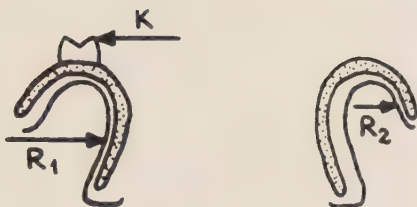


Fig. 3

Zu Fig. 3: Aus Gleichung (III) geht hervor, dass durch die Vergrößerung der Flächen  $f_1$  und  $f_2$  der Druck  $P_1$  klein gehalten werden kann. Diese bedeutet eine Verkleinerung der Eindringtiefe

$\left(\frac{f_2}{f_1}\right) = \text{äusserst klein, da } f_2 \text{ gegenüber } f_1 \text{ klein.}$

## II. Die vertikale Translation (Vertikalebene).

a) Bewegung nach unten:

$$K = R$$

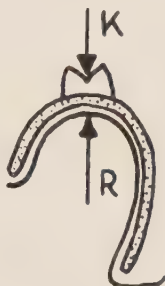


Fig. 4

Zu Fig. 4: Eine Extension nach unten lingualwärts trägt nicht zur Bewegungsminderung bei. Die Miteinbeziehung des Tuberkulum mandibulae nimmt hingegen sehr viel Kräfte auf (verlängerte Aufangbasis). Vergl. nähere Berechnung unter Rotation um Ankerlinie.

b) Bewegung nach oben:

$$K = R \cdot \sin \gamma$$

$$= p \cdot f \cdot \sin \gamma$$

$$p = \frac{K}{f \cdot \sin \gamma}$$

(IV)

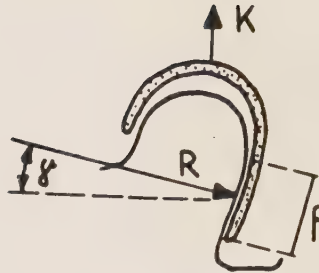


Fig. 5

Zu Fig. 5: Durch eine Vergrößerung von  $f$  tritt eine Verkleinerung von  $p$  ein. Durch eine Vergrößerung von  $\gamma$  tritt ebenfalls eine Verkleinerung von  $p$  ein.

Es liegt klar dar, dass durch eine möglichst Ausdehnung und Einbeziehung der Verwindung des Kieferknochens lingualwärts vom Tuberkulum mandibulae eine stabilisierende Kraft gegen eine Bewegung erzielt werden kann.

### III. Die Rotation um eine Zylinderachse.

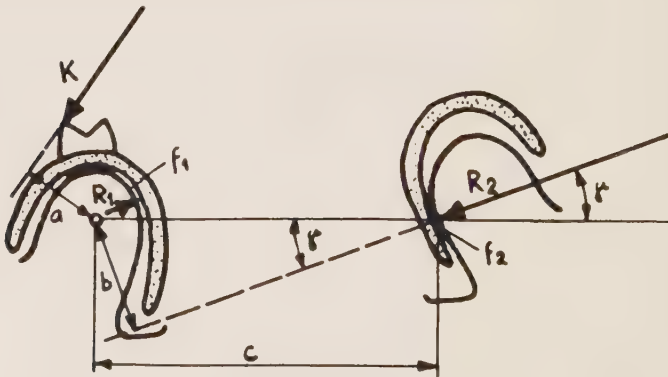


Fig. 6

$$\text{Kräftegleichung: } \sum K_i, R_i = 0$$

$$\text{Momentengleichung: } K \cdot a = R_2 \cdot b + R_1 \cdot 0$$

$$b = c \cdot \sin \gamma$$

$$R_2 = P_2 \cdot f_2$$

$$P_2 = \frac{K \cdot a}{f_2 \cdot c \cdot \sin \gamma}$$

(V)

Als Voraussetzung wird angenommen, dass die Kraft  $R_1$  durch die Zylinderachse geht, was mit einiger Wahrscheinlichkeit im praktischen Fall zutrifft, infolgedessen von der Kraft  $R_1$  her kein Moment auftritt.

Zu Fig. 6: Je kleiner  $a$ , d. h. je steiler  $K$ , desto kleiner  $p_2$   
 je grösser  $c$ , d. h. je steiler  $K$ , desto kleiner  $p_2$   
 je grösser  $\gamma$ , d. h. je steiler  $K$ , desto kleiner  $p_2$   
 je grösser  $f_2$ , d. h. je steiler  $K$ , desto kleiner  $p_2$

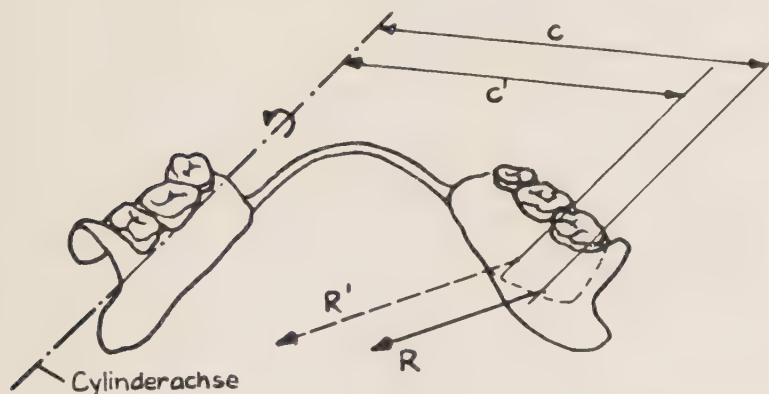


Fig. 7

Aus Figur 7 ist ersichtlich, dass mit einer Extension eine Vergrößerung des Faktors  $c$  erreicht werden kann.

#### IV. Die Rotation in der Horizontalebene.

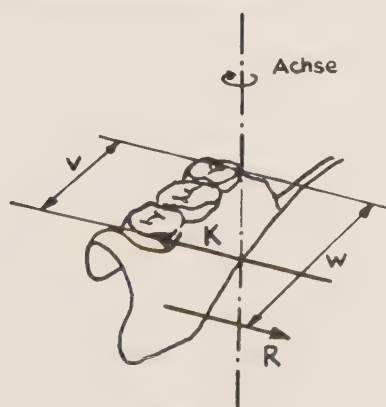


Fig. 8

Die Reaktionskraft  $R$  ist im Schwerpunkt der Druckkräfte eingezeichnet. Es gilt die allgemeine Momentengleichung.

$$\Sigma \text{ Momente} = 0$$

$$\text{d. h. } K \cdot v = R \cdot w$$

Da aber die Verteilung der Druckkräfte  $p$  über die Auflagefläche nicht konstant ist, müssen noch folgende mechanische Betrachtungen beobachtet werden.

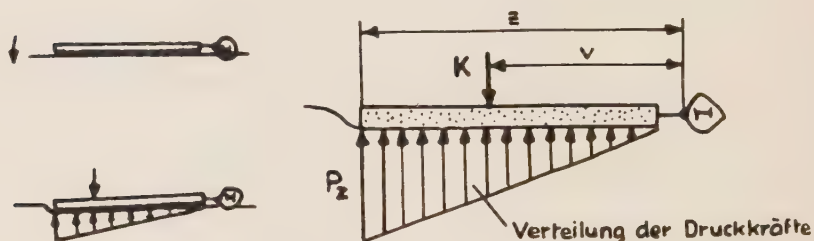


Fig. 9

Reaktionskraft  $R =$  Inhalt des  $\Delta$  der Druckkräfte.

$$\text{Inhalt des Kräfte } \Delta: R = p_z \cdot \frac{z}{2}$$

$$\text{Schwerpunktsabstand des Kräfte } \Delta: w = \frac{2}{3} \cdot z$$

$$\text{Moment } R \cdot w = \frac{p_z \cdot z}{2} \cdot \frac{2}{3} z = \frac{p_z \cdot z^2}{3}$$

$$\text{Momentengleichung } K \cdot v = R \cdot w = \frac{p_z \cdot z^2}{3}$$

(VI)

$$p_z = \frac{3 \cdot K \cdot v}{z^2}$$

Diese Gleichung beweist die Vorteile einer Extension, da der Druck  $p_z$  (Maximaldruck  $\leftarrow$  Schmerzgrenze) im Quadrat des grössten Abstandes  $z$  vom Drehpunkt (Ankerzahn) kleiner wird.

$z =$  Abstand Drehpunkt  $\leftarrow$  distalster Punkt Extension.

## V. Rotation um die Ankerachse (Vertikalebene).

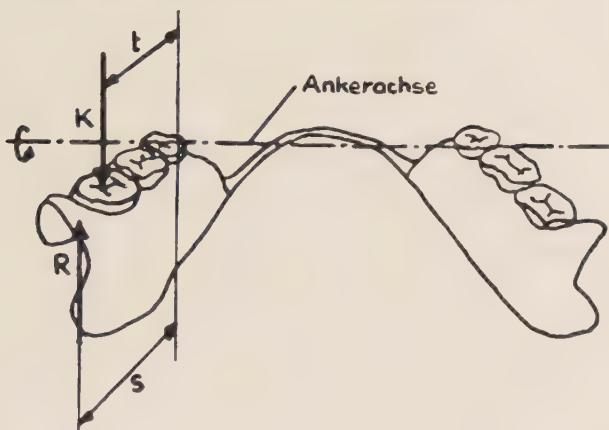


Fig. 10

Momentengleichung  $K \cdot t = R \cdot s$

$\sum \text{Moment} = 0$

Die Verteilung der Druckkräfte ist dieselbe wie bei der Rotation um die Horizontalachse, d. h. idealisiert ein  $\Delta$ . Aus den gleichen Ueberlegungen erhält man:

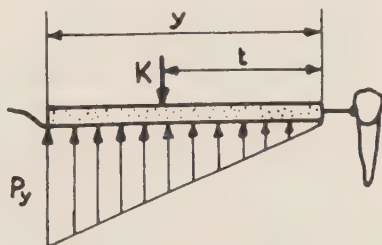


Fig. 11

(VII)

$$P_y = \frac{3 K \cdot t}{y^2}$$

Im Falle der Rotation um die Ankerachse zeigt die mathematische Ueberlegung, dass der Miteinbeziehung des Tuberkulum mandibulae grosse Bedeutung zukommt. (Quadratische Funktion von  $y$ .)

## II. EXPERIMENTELLER TEIL

Die experimentellen Untersuchungen beschränken sich auf 22 Fälle von bilateralen Freiidprothesen. In 16 Fällen erfolgte eine gleichzeitige Versorgung des Oberkiefers durch eine Totalprothese.

Das Problem der Verankerung wurde möglichst einfach gelöst. Es wurde versucht, mit Berücksichtigung sozialer Aspekte eine Prothesenkonstruktion zu finden, die die Vorteile, wie sie in der partiellen Prothetik durch die Gelenke weitgehend gewährleistet sind, durch vermehrte Beachtung von natürlichen, bewegungsmindernden Momenten zu erzielen. Die Achsenverwindung und Richtungsänderung des Kieferknochens im Uebergang vom horizontalen Kieferast zum retromolaren Bezirk und letzterer in seiner ganzen Ausdehnung im Rahmen einer physiologischen Gestaltungsweise wurde in die Prothesengestaltung einbezogen.

Die Frage der Verankerung Prothese—Restgebiss wurde mit Hilfe elastischer Doppelarm- resp. einarmiger Klammern gelöst. Die Lösung wurde aus zwei Gründen so einfach wie möglich gehalten:

- a) Aus sozialer Indikation,
- b) Sollte möglichst das Problem der Extension in der partiellen Unterkieferprothese ohne betonte Miteinbeziehung des Klammer-Kraftübertragungsproblem es auf das Restgebiss experimentell abgeklärt werden.

In Fällen von ununterbrochenem Frontzahnbestand (es handelte sich meistens um Fälle mit einem Bestand von 4—4 event. 3—3 oder Kombinationen daraus) wurde ausschliesslich die Form der Bügelprothese mit zwei elastischen Doppelarmklammern um je die distalsten Einheiten des Restgebisses gewählt.

In wenigen Fällen von Lückenbildung innerhalb des Restbestandes im Frontzahnbereich (es handelte sich jeweils höchstens um das Fehlen eines einzelnen Zahnes) wurden Prothesen konstruiert, bei welchen die Verbindung zwischen den Freiendsätteln in einfacher Form durch das Basismaterial (Plattenprothesen) zur Anwendung gebracht wurde. In diesen Fällen wurden meistens nur zwei einarmige distobukkale Formgebung aufweisende elastische Klammern angefertigt. Die mechanischen Eigenschaften des verwendeten Klammermaterials und ihre Formgebung gestatten sämtliche Bewegungen des Prothesenkörpers aus seiner Ruhelage, sofern ihn rotatorische (Balancierseite—Arbeitsseite), translatorisch-elevatorische (Zunge) und bedingt auch translatorisch-horizontale Kraftkom-

ponenten treffen, ohne dass ein wesentlicher Teil dieser Kräfte auf die Ankerzähne übertragen wird.

**1. Die Abdrucknahme.** Nach genauer Festlegung des Behandlungsplanes und unter Berücksichtigung des biologischen Faktors wurde vom Unterkiefer ein erster Vorabdruck mit einer hydrokolloidalen Abdruckmasse genommen. (Zur Verwendung gelangten ausschliesslich die Fabrikate «Zelex-Plus» und «Superflex».) Es wurden gewöhnliche Abdrucklöffel, die zur Abdrucknahme bei Freundprothesen geeignet sind, verwendet. In bestimmten Fällen zeigte sich die Notwendigkeit, schon den gewöhnlichen Abdrucklöffel individuell zu gestalten. Es geschah dies vor allem in jenen Fällen, wo eine kräftige, zylindrische Form des Alveolarfortsatzes mit einem relativ grossen Abstand von der Kammhöhe bis zur sublingualen Begrenzung vorlag. Diese Typenlöffel wurden in solchen Fällen mit Kerr resp. Wachs verlängert.

Mit dem so gewonnenen Abdruck wurde ein Modell aus Weissgips hergestellt, dessen Restzahnbestand im Bereiche der Front durch Zufügen von Gips zu einem Block umgestaltet wurde. Auf dem so modifizierten Modell wurde unter Zwischenschaltung einer 1,2 mm dicken Wachsschicht ein individueller Löffel hergestellt (Kautschuk).

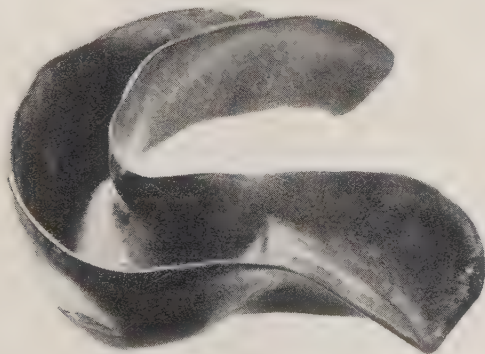


Abb. 7

Abb. 7 zeigt einen individuellen Löffel (Kautschuk).

Der roh ausgearbeitete Kautschuklöffel wurde im Munde kontrolliert. Er durfte nur lose sitzen, so dass zwischen ihm und der gesamten Ausdehnung des Alveolarfortsatzes noch Raum vorhanden war, der jegliche Druckeinwirkung nach Möglichkeit ausschloss. Die Ränder wurden speziell im Vestibulum und in der Mylohyoid-gegend genauestens der Muskelbewegung angepasst. Um dem Abdruckmaterial noch Raum zu schaffen, ohne Gefahr zu laufen, dass die definitiven Prothesenränder zu lange gestaltet wurden, wurde noch eine leichte Kürzung der Ränder des individuellen Löffels in den speziell interessierenden Gegenden vorgenommen (1 mm).

Die retromolare Extension wurde zusätzlich noch mit Kerr (in weicher Konsistenz auf die Löffelränder gebracht und in den Mund eingeführt) verlängert. Diese Massnahme gestattete, den Bezirk von Einflüssen seitens der Zunge und der im Bereiche des Zungen-seitengebietes inserierenden Muskulatur freizuhalten. Der vermittelst Kerraufgabe gewonnene Extensionsbezirk wurde auf der Innenseite radiert.

Der definitive Abdruck wurde unter Zuhilfenahme des im Extensionsbereich verlängerten individuellen Löffels mit einer der erwähnten Hydrokolloidmassen gewonnen.

Es wurde also in allen Fällen ein «Einphasen-Abdruck» vorgenommen.

Es wurde festgestellt, dass von den zwei verwendeten Materialien das Zelex-Plus zufolge seines grösseren Plastizitätsvermögens genauere Abdrücke lieferte.

Es wurde bewusst ein anatomischer Abdruck angestrebt.

Während der Abdrucknahme durfte von seiten des Patienten die Zunge nicht bewegt werden.

Es wurde darauf geachtet, dass der Mundboden nicht nach unten gedrückt wurde.

**Kritik des Abdruckverfahrens.** Nach Ansicht von Spreng, Rummel und Cummer soll der Abdruck so genommen werden, dass das Abdruckmaterial die Schleimhaut in der Weise komprimiere und forme, wie es während der Funktionsphase der Prothese der Fall sei. Sie verwenden allgemein thermoplastische Abdruckmaterialien. Sie verlangen einen Zweiphasenabdruck, der den unter Funktion gesetzten gingivabelastenden Sattelteil in topographische Beziehung zum anatomischen Teil des Restgebisses bringt (um den

Betrag der Resilienz). Nach Rehm macht der Funktionsabdruck das Integument tragfähig und verhindert ein Absinken der Prothese. Schroeder sagt, dass einzig dem Funktionsabdruck die Möglichkeit gegeben sei, Stellen verschiedener Tragfähigkeit auszugleichen. Dadurch sei auch eine Verkleinerung der Hebelwirkung auf die Zähne des Restgebisses zu erreichen. Bonyhard stellt fest, dass durch den Kompressionsabdruck automatisch die dünnen Schleimhautpartien, welche für eine Belastung ungeeignet sind, entlastet werden. Eine bei der Abdrucknahme vertikal komprimierte Schleimhaut vermöge horizontal gerichtete Kaukräfte gleichmässig auf die in der Richtung der Kräfte liegenden Kieferteile zu übermitteln. Falck vertritt eine Methode, nach welcher die un-nachgiebigen Stellen entlastet werden, um damit gleichmässige Einlagerungen der Prothese zu erzielen. Hindels fordert in seiner Methode wohl eine funktionelle Beziehung zwischen Restgebiss und Sattelteil, verlangt gleichzeitig aber auch, dass die Schleimhautseite des Sattels die anatomisch unveränderte Oberfläche des Alveolarfortsatzes wiedergebe.

Unsere, der rein anatomischen Abdrucknahme zugrundeliegenden Ueberlegungen lassen sich folgendermassen erklären: es besteht ein Unterschied zwischen der Belastung der komprimierbaren Schleimhautbezirke durch Digitaldruck und der Belastung durch Schablonen unter Kaudruck gegenüber der Beanspruchung der unterliegenden Gewebe durch eine Prothese. Die Belastungsmöglichkeit ist abhängig von: Plattengrösse, vom prothetischen Kauflächenkomplex, der Grösse der Prothesenzähne, von ihrer statischen Stellung. Die Einwirkungen der Zunge, Wange event. Lippe werden beim Kompressionsabdruck nicht genau wiedergegeben (Plastizität der thermoplastischen Materialien). Ferner ist es nicht möglich, die Schleimhaut über längere zeitliche Dauer in komprimierten Zustand verharren zu lassen. Nach Aufhören einer Kräfteinwirkung wird die Prothese durch die Eigenbewegung des komprimierten Gewebes von selbst wieder in ihre passive Ruhelage gehoben. Prothetisch gesehen kommt es dann zu zwei verschiedenen Okklusionsebenen. Die Resilienzwerte, wie sie für die Einzelbezirke gefunden wurden, können nicht mit der unter einer grossen Druckfläche zur Kompression gelangenden Durchschnittsresilienz der Schleimhaut verglichen werden. Die Resilienz dürfte bestimmt unter den angegebenen Werten liegen.

Ein so vielfältiges dynamisches Geschehen, wie es sich im Bereiche des Unterkiefers während der Arbeitsphase äussert, kann

u. E. nicht in seiner Ganzheit in einem Kompressionsabdruck dargestellt werden.

Die in praktischen Versuchen zur Anwendung gekommenen elastischen Klammern lassen ein «sich Setzen» der Prothese unter einer Druckeinwirkung zu, haben doch die Klammern zu Folge ihres Materialcharakters und ihrer Konstruktion durchaus die Möglichkeit, um den kleinen Resilienzbetrag zervikalwärts am Ankerzahn sich zu bewegen.

Durch den Kauabdruck (Kompressionsabdruck) wird der bei gingivabelastenden Prothesen immer anzutreffende Leistungsverlust nicht wesentlich beeinflusst.

Viel eher ist die Statik der partiellen Prothese durch zweckmässige Verankerung und die vergrösserte und abgewinkelte Oberfläche im Sinne einer Bewegungsminderung gewährleistet.

Eine vielleicht nicht bestreitbare Leistungssteigerung der nach einem Kompressionsabdruck hergestellten partiellen Prothese geht aber u. E. parallel mit einer bestimmt gesteigerten Schleimhaut- und Knochenveränderung vor sich, besonders, je kleinere Ausmasse die belastete Kieferoberfläche bietet. Nach Ernst zeigt dauernde, stärkere oder schwächere Kompression bei der partiellen Prothese immer beschleunigte Knochenatrophie und degenerative Schleimhautveränderung. Die Knochenatrophie hat das Absinken der Prothese zur Folge. Die entsprechend der Knochenrückbildung beweglich gewordene Schleimhaut bedingt wiederum ungünstige Hebelwirkung auf die Zähne des Restgebisses und verursacht von neuem Leistungsabfall.

Die Abbildungen 8, 9, 10, 11, 12, 13 (Seite 39, 40, 41) zeigen Extensionsprothesen nach def. Gestaltung des Extensionsbezirkes nach längerer Tragdauer (6—12 Monate nach Einsetzen der Prothese).

**2. Kafamnestische Ergebnisse.** Die klinischen Nachuntersuchungen zeigten ganz verschiedene Resultate:

- a) Patienten mit stark atrophischen Kieferformen, bei welchen oft zwischen Alveolarkamm und Mundboden praktisch kein Höhenunterschied bestand und wo eine stark ausgeprägte Mundmuskulatur vorzufinden war, zeigten, nach Einsetzen einer Extensionsprothese praktisch keine Beschwerden.
- b) Bei jenen Patienten, die einen stark ausgeprägten Alveolarfortsatz im Sinne eines kolbigen oder pyramidenförmigen



Abb. 8



Abb. 9

Kammes aufwiesen, traten schon bald nach Einsetzen einer Extensionsprothese heftigere Beschwerden auf.

Als klinisch erfassbare Beschwerden wurden registriert:

1. Patienten klagten über Schluckbeschwerden.
2. Es traten Schwellungen der regionären Lymphdrüsen auf.
3. Es konnten mehr oder weniger ausgeprägte Dekubitalerscheinungen im Bereich des retromolaren Bezirkes festgestellt werden. Ihre vornehmlichste Lokalisation lag am distalsten Extensionsrand pharyngealwärts.



Abb. 10



Abb. 11

4. In einer leichten Oeffnungsstellung des Unterkiefers konnte in Fällen von ausgeprägtem Alveolarfortsatz (Kolbenkamm) immer ein makroskopisch sichtbares Klaffen der distalsten Prothesenpartien registriert werden.

Im Lichte der bewusst betriebenen Ueberextension des retromolaren Bezirkes wurden diese klinischen Befunde im allgemeinen wie folgt therapeutisch beeinflusst und behoben: Die Partien, die den unmittelbaren Anlass zur Bildung von Dekubitalerscheinungen gaben, wurden leicht (1 bis 2 mm) gekürzt. Der Patient wurde an-



Abb. 12



Abb. 13

gewiesen, die Prothese nach Auftreten von Schluckbeschwerden zu entfernen. Er wurde zu einer «zeitlich fraktionierten Angewöhnungsphase» angehalten.

Die Schwellung der regionären Lymphdrüsen klang in beinahe sämtlichen Fällen innerhalb weniger Tage ab. Ihr Auftreten wurde im Sinne eines «Fremdkörperreizes», eventuell auch in Fällen deku-bitaler Schädigung im Sinne einer Reaktion auf traumatischem Wege gedeutet. Mit der Beseitigung der kausalen Ursache verschwanden die klinischen Symptome. Die Patienten mit Drüsenbeteiligung ohne

traumatischen Defekt wurden innert weniger Tage ebenfalls beschwerdefrei.

Die anfänglichen Schluckbeschwerden gingen nach Korrektur des Extensionsbezirkes im Rahmen des physiologischen Ausmasses zurück. Sie dürften auf die prothetische Miteinbeziehung habituell nicht bedeckter Oberflächen zurückzuführen sein. Die unmittelbare Nachbarschaft zum Pharynx, der im Sinne eines wirksamen Abwehrmechanismus gegen traumatische und toxische Schädigungen als Eintrittspforte zu Atmungs- und Verdauungsorganen mit speziellen Warn- und Abwehrorganen ausgestattet ist (Waldeyer'scher Rachenring), wirkt u. E. ebenfalls mitbestimmend für die Auslösung der Schluckbeschwerden.

Die in angenäherter Ruhelage des Unterkiefers bei stark ausgeprägten Alveolarfortsätzen zu beobachtende Erscheinung des Klaffens des distalsten Extensionsbezirkes kann leider nicht vermieden werden. Sie ist auf eine besondere Schwierigkeit während der Abdrucknahme zurückzuführen. Die Grösse des individuellen Löffels und sein Einführen in den Mund zwingt uns, den Patienten eine bestimmte, meist grössere Oeffnungsbewegung des Unterkiefers durchführen zu lassen. Gleichzeitig bewirkt das unter dem Abdrucklöffel sich befindliche Abdruckmaterial, das zufolge seiner Konsistenz eine gewisse «Fliesstendenz» hat, eine Abwehrstellung der ganzen Schlundmuskulatur. Sie äussert sich in einer Kontraktion, besonders des m. constrictor pharyngis und in einer Dorsalkaudalstellung der Zunge. Eine also schon aa) durch die Oeffnungsbewegung des Unterkiefers und bb) als Abwehrfunktion auftretende Kontraktion der Pharyngealmuskulatur dürfte als Ursache des Klaffens des Prothesenextensionsrandes anzusehen sein. Der Betrag des Klaffens überschreift nie den Wert von ca. 2 bis 3 mm. Prinzipiell wurden diese Partien gekürzt.

Die Inkorporationszeit (Wild) war im allgemeinen verlängert. Nach der definitiven Gestaltung waren in keinem Falle klinische Erscheinungen mehr zu konstatieren.

Nach längerer Tragdauer (7 bis 12 Monate) nach Einsetzen der Prothese wurden sämtliche Patienten zu einer Nachkontrolle bestellt. (Vgl. Schema Nachkontrolle auf Seite 46.) Als Ergebnisse dieser Untersuchungen wurde festgestellt:

In einem einzigen Fall wurde die Extension vollständig beidseitig entfernt, da der Patient sich über dauernde Beschwerden beklagte.

Es konnte in allen andern Fällen eine vollständige Inkorporation der Prothesen konstatiert werden. Sämtliche Patienten empfanden, trotz anfänglicher Schwierigkeiten, den Extensionsbezirk als «nicht störend».

Eine Gewebsstrukturveränderung (abnorme Rötung, Schwellung, Neigung zu chronischen Dekubitalerscheinungen) konnte nicht festgestellt werden.

Die Statik der Prothese unter Belastung war in allen Fällen befriedigend. Eine vermehrte Lockerungstendenz des Restgebisses konnte nicht nachgewiesen werden.

Ein Verlust an okklusalem Kontakt im prothetisch versorgten Kieferbereich als Folge einer Atrophietendenz des Alveolarknochens wurde nur in einem einzigen Fall registriert. (Die prothetische Versorgung des Extraktionsgebietes erfolgt event. zu früh!)

Auf der tragenden Schleimhaut unter den Prothesensätteln liessen sich makroskopisch keine Druckfolgen nachweisen. Im Gebiete des Prothesenkörperüberganges zum Ankerzahn konnten in einigen Fällen leichte Entzündungserscheinungen mit hypertrophisch angeschwollenen Papillen konstatiert werden. Sie wurden im Sinne einer Kontakt- und Druckverminderung entlastet.

Die Grösse des Extensionsbezirkes nach seiner definitiven Gestaltung während der Inkorporationsphase erfuhr keine weitere Beeinflussung mehr.

Vermehrte Schwierigkeiten bei der Phonation wurden nie beobachtet.

Aus der Zusammenstellung der klinischen Fälle kann ersehen werden, dass in Fällen von unterbrochenem Restzahnbestand im allgemeinen aus technischen Gründen eine Plattenprothese hergestellt wurde.

In allen andern Fällen wurde eine prothetische Lösung auf der Basis einer Bügelprothese angestrebt. Hiedurch wurde eine optimale Schonung des Restgebisses in seinem lingualen Bereich erzielt. Der verminderte Halt einer solchen Lösung und die dadurch erhöhte Bewegungsmöglichkeit wurde durch eine Vergrösserung der Oberfläche unter Ausnützung der Verwindung im Extensionsbezirk zu kompensieren versucht.

Die im Verein mit mechanischen Ueberlegungen und deren Ergebnisse durchgeführten Versuche gestatten den Schluss, dass durch eine optimale Extension auch bei partiellen Freiidprothesen unter bewusster, einfacher Gestaltung des Klammerproblems eine bewegungsmindernde Form gefunden werden kann. Die zwangs-

mässig eintretenden Begleiterscheinungen der traumatischen Hebelwirkungen auf das Restgebiss und die Gefahr einer akzelerierten Atrophie des Alveolarknochens können wesentlich beeinflusst werden. Ein gesteigerter Leistungsabfall kommt als direkte Folge dieser Ergebnisse weniger häufig vor.

Die katamnестischen Ergebnisse dürfen wie folgt resümiert werden:

1. Der Patient ist im allgemeinen fähig, mit einer Extensionsprothese kaufunktionell gute Resultate zu erzielen.
2. Die Beweglichkeit der Prothese wird vermindert.
3. Die definitive Gestaltung der Extension kann erst nach Einsetzen der Prothese und durch Kontrolle während der Inkorporationszeit bestimmt werden.
4. Die Inkorporationszeit ist verlängert.
5. Anfängliche Schwierigkeiten können auf traumatischer Grundlage (Dekubitus, Reibeeffekt), als Fremdkörperreiz (regionäre Drüsen) oder auf reflektorische Weise (Abwehr) zustandekommen.

### III. ZUSAMMENFASSUNG

Die Prothetik setzt sich zur Aufgabe, eine dem natürlichen Gebiss möglichst äquivalente Kaufunktion zu erzielen. Um der Gefahr von schädlichen Auswirkungen der Prothese auf die intakten Mundorgane zu begegnen, wird eine Prothesenkonstruktion im Rahmen des biologischen Geschehens in der Mundhöhle angestrebt.

Besonders berücksichtigt wurde das Problem der Freiidprothese im Unterkiefer. Im Rahmen einer allgemeinen Betrachtung der gingivabelastenden Prothese wurden die anatomische und histologische Beschaffenheit der in Frage kommenden natürlichen Prothesenunterlage besprochen. Es wurde das Problem der Leistungsminderung der gingivalen Belastung im allgemeinen gegenüber einer rein dentalen Belastung als Folge der Veränderungen der Knochenpartien und der Eigenschaften, die sich aus dem histologischen Aufbau der Schleimhaut ergeben, auseinandergesetzt. Es wurde zwischen der Kaufunktion einer gingivabelastenden Prothese und einer dentalbelastenden ein Vergleich gezogen.

Durch die Einbeziehung des retromolaren Bezirkes und dessen Auswirkungen im Lichte mechanischer Ueberlegungen wurde der Versuch unternommen (unter bewusster Vernachlässigung der Ver-

ankerungsart), eine modifizierte Methode der Oberflächenausdehnung und -gestaltung der gingivabelastenden Partien der Prothese aufzuzeigen. Sie soll dank ihrer Konstruktion imstande sein, a) schädlichen Bewegungen auf den Prothesenkörper entgegenzuwirken, b) eine vermehrte Stabilität der Prothese während der aktiven Funktionsphase zu gewährleisten, c) eine grössere Druckeinwirkung auf den Prothesenkörper durch eine Vergrößerung der belastbaren Fläche zu gestatten.

Das Problem der Resilienz wurde durch mechanische Ueberlegungen aufgerollt. Seiner quantitativen Deutung als Resultat von verschiedenen Werten wurde eine aus mechanischen Gesetzmässigkeiten beweisbare Auffassung entgegengehalten, die der Resilienz unter einer flächenhaften Krafteinwirkung einen geringeren Betrag zuweist.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde an Hand des klinischen Materials gezeigt, dass es möglich ist, unter Einbeziehung des retromolaren Bezirkes eine Stabilisierung der partiellen Freiidprothese zu erzielen.

Es wurden 22 bilaterale Freiidprothesen hergestellt. Berücksichtigt wurden im allgemeinen Fälle, die ein in sich geschlossenes Restgebiss aufwiesen. Das Klammerproblem wurde unter Berücksichtigung von sozialen Gesichtspunkten und zum Beweis der stabilisierenden und bewegungsvermindernden Momente modifizierter Plattengestaltung auf elastische Ein- resp. Doppelarmklammern beschränkt.

Die katamnestischen Untersuchungen wurden nach einem längeren Zeitraum vorgenommen. Sie zeigten:

1. Der retromolare Bezirk soll innerhalb der physiologischen Grenzen der Toleranz in die Prothesenkonstruktion einbezogen werden.
2. Eine definitive Gestaltung der retromolaren Partie der Prothese lässt sich erst während der Inkorporationszeit erzielen.
3. Die Prothesen wurden auf Grund eines anatomischen Abdruckes mit Hilfe eines individuellen Löffels und Hydrokolloid-Abdruckmasse gewonnen. Im Zeitpunkt der Nachuntersuchungen wurden noch keine funktionelle Leistungsvermindierungen beobachtet.

Es darf behauptet werden, dass eine Extension besonders in Fällen von einfachen prothetischen Lösungen funktionelle Vorteile bietet. Ihre Anwendung soll aber auch bei Gelenkprothesen angestrebt werden.

| N A M E | Verlauf der<br>Extension<br>in horizontaler<br>Ebene | Verlauf der<br>Extension<br>in frontaler<br>Ebene | Größe<br>der<br>Extension | Tubera<br>mandibulae<br>umfasst | Form proc.<br>alveolaris<br>1 = kolbig<br>2 = flach<br>3 = Ueber-<br>gangs-<br>form | Verankerung<br>1 = einarmige<br>Klammern<br>2 = Doppelarm-<br>klammern | Konstruktion<br>P = Platten-<br>prothese<br>B = Bügel-<br>prothese | Frontzahn-<br>bereich/<br>Restgebiss<br>+ unterbrochen<br>— vollständig |
|---------|------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|---------------------------|---------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|
| Ch. R.  | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 1                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| H. R.   | +                                                    | 0                                                 | +                         | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| B. F.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| K. F.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| R. W.   | +                                                    | +                                                 | +                         | —                               | 1                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| E. W.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | —                               | 3                                                                                   | 1                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| F. V.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 1                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| J. K.   | +                                                    | +                                                 | +                         | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| E. T.   | +                                                    | +                                                 | +                         | +                               | 1                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| E. S.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| J. W.   | +                                                    | +                                                 | +                         | —                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| K. L.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| F. B.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| C. C.   | +                                                    | +                                                 | +                         | +                               | 3                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| R. B.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| R. H.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| T. M.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| J. S.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| H. G.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| W. W.   | 0                                                    | 0                                                 | 0                         | —                               | 2                                                                                   | 1                                                                      | P                                                                  | +                                                                       |
| H. S.   | 0                                                    | +                                                 | +                         | +                               | 3                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |
| B. A.   | +                                                    | +                                                 | ++                        | +                               | 2                                                                                   | 2                                                                      | B                                                                  | —                                                                       |

## Literaturverzeichnis

- Atkinson, P.: Impression Taking by the Greene' Method.  
Dental Cosmos 1915, 57, 402.
- Biaggi, A.
- Elbrecht, H. J.: Gelenkige Prothesen und ihre Indikation.  
Verlag «Zahnärztl. Welt», Konstanz 1951.
- Biaggi, D.: Biolog. und mechan. Grundlagen für die Konstruktion der einseitigen und doppelseitigen Freidendprothese.  
Schw. M. f. Z. 1946.
- Bonyhard, B.: «Zur Problematik der partiellen Prothesen». Z. R. 1947.  
Resilienz, Resorption und Prothesengestaltung. Z. Stomat. 1936.
- Codoni, A.: Mechanik und Statik der untern totalen Prothese, mit besonderer Berücksichtigung der Muco-Seal-Abdruckmethode.  
Med. Diss. Zürich 1949.
- Demisch, A.: «Einige Gedanken über partiellen Ersatz».  
Schw. M. f. Z. 50/H. 4.
- Eisenring, R.: Analyse und Mechanik der Geschiebe und Gelenke als proth. Verankerungsmittel.  
Med. Diss. Zürich 1945.
- Elbrecht, H. J.: «Exposé sur la prothese dentaire et sa construction».  
Revue belge de stomatologie 1935.
- Ernst, O.: Zur Methodik der Abdrucknahme für gingivabelastende Prothesen, unter spezieller Berücksichtigung des Kompressions- und Kaudruckverfahrens.  
Med. Diss. Zürich 1943.
- Geier, W.: Heutiger Stand des Funktionsabdruckes.  
Vierteljahrsschrift für Zahnheilkunde, Band 1932, 352.
- Gormsen, F.: Extensions protesi i underkaeben.  
Tandlaegebl. 1946.
- Hardy, I.: Partial dentures that function-partial dentures that fail.  
J. amer. dent. 25/80 1950.
- Heintz, E.: Grundlagen gingivalgetragener Zahnprothesen.  
Zahnärztliche Welt 1945.
- Hindels, W.: «Bedingungen für eine richtige Belastungsverteilung».  
Journal of Prosth. Dent. 1952.
- Mooser, H.: Das Scharnier als Gelenk für die Freidendprothese.  
Med. Diss. Zürich 1948.
- Müller, B.: Zahnprothesen im Lichte mechan. Gesetzmässigkeiten.  
Schw. M. f. Z. 1939.  
Anpassung der Verlängerungsprothese an die biologischen Verhältnisse im Lückengebiss.  
Z. f. Stomatologie 1934.  
Beitrag zur Prothesenverankerung.  
Schw. M. f. Z. 1943.

- Müller, B.: Abnehmbare partielle Zahnprothesen.  
Verlag Urban & Schwarzenberg, Wien 1946.
- Pendleton, E.: Die Reaktion des menschlichen Kiefers auf Prothesen.  
J. am. dent. 1940.
- Pfeiffer, K.: Untersuchungen über die Resilienz der durch die Prothesen beanspruchten Gewebe und ihre Bedeutung für die Okklusion der Prothesen.  
Med. Diss. Zürich 1930.
- Rehm, H.: Grundsätzliche Betrachtungen zur abnehmbaren partiellen Prothese.  
Zahnärztl. Rundschau 1946.  
Die Anatomie und Physiologie der Mundhöhle und des gesamten Kauapparates als Grundlage für die Abdrucknahme.  
Odont. Trks 1938.
- Schalow, W.: Die partielle Unterkieferprothese.  
Z. R. 1947.  
Grundprinzipien der Konstruktion partieller Prothesen.  
Z. f. Stomat. 1938.
- Spreng, H.: Der Kauabdruck.  
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 1930, 40, 65.  
Abdruck, Plattenbasis und Befestigungsmittel für die partielle Prothese.  
Z. Stomat. 34, H. 20, 1225 (1936).  
Partielle abnehmbare Prothese und Zahnlockerung.  
Z. Stomat. 36, H. 1, 3, 1938.
- Wenger, H.: Untersuchungen über die funktionsbedingte Randgestaltung unterer Zahnprothesen.  
Med. Diss., Bern 1944.
- Wild, W.: Ueber die Behandlung des Lückengebisses und des zahnlosen Kiefers durch Prothesen.  
S. M. f. Z. 1938.  
Einteilung des Lückengebisses und Behandlungsplan.  
S. M. f. Z. 1943.  
Die planmässige prothetische Behandlung des Lückengebisses.  
Verlag Urban & Schwarzenberg, Wien 1938.  
Funktionelle Prothetik.  
Verlag Benno Schwabe, Basel 1951.  
Ueber das Wesen des Lückengebisses und seine Therapie.  
Fortbildungskurs Schw. Z. Gesell. 1935.  
Die Statik als mechanisches Grundprinzip für die Konstruktion der partiellen Prothese.  
Fortbildungskurs Schw. Z. Gesell. 1935.
- Zeller, A.: Mechanik der vermittelt elastischer Klammerstiele verankerten partiellen Prothese.  
Med. Diss. Zürich 1940.

# Inhaltsverzeichnis

|                                                                                  |    |
|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>I. Systematischer Teil</b>                                                    | 5  |
| A. Das vollbezahnte Gebiss                                                       | 5  |
| B. Das Lückengebiss                                                              | 6  |
| Allgemeine Forderungen zur Therapie des Lückengebisses                           | 6  |
| Die Wirkungsweise der Prothese im Lückengebiss                                   | 6  |
| Die Biostatik                                                                    | 7  |
| C. Einteilung des Lückengebisses                                                 | 7  |
| Der biologische Faktor                                                           | 8  |
| Die verkürzte Zahnreihe                                                          | 8  |
| D. Die Verankerung der partiellen Prothese                                       | 9  |
| Allgemeine Anforderungen an die partielle Prothese                               | 9  |
| Spezielle Kritik des elastischen Verankerungsmodus                               | 10 |
| E. Das Problem der Resilienz                                                     | 12 |
| Histologischer Aufbau der Schleimhaut                                            | 13 |
| Prothetische Auswirkungen der Resilienz                                          | 13 |
| Die Grössenordnung der Resilienz                                                 | 14 |
| Prothetische Folgen der Geweberesilienz                                          | 15 |
| Problemstellung                                                                  | 16 |
| Die partielle Freiidprothese im Unterkiefer                                      | 17 |
| Vorteile einer Vergrösserung der belastbaren Oberfläche                          | 18 |
| F. Der retromolare Bezirk                                                        | 18 |
| Histologischer Aufbau des retromolaren Bezirkes                                  | 20 |
| G. Grundsätzliche Bemerkungen zur Mechanik der partiellen Extensionsprothese     | 23 |
| Untersuchungen der einzelnen Bewegungsformen einer partiellen Extensionsprothese | 26 |
| <b>II. Experimenteller Teil</b>                                                  | 32 |
| 1. Die Abdrucknahme                                                              | 33 |
| Kritik des Abdruckverfahrens                                                     | 34 |
| 2. Katamnestische Ergebnisse                                                     | 36 |
| <b>III. Zusammenfassung</b>                                                      | 42 |
| Literaturverzeichnis                                                             | 45 |

## CURRICULUM VITAE

Ich wurde am 12. April 1924 in St. Gallen geboren, wo ich nach Absolvierung der Primarschule während 6 $\frac{1}{2}$  Jahren die Gymnasialabteilung der Kantonsschule St. Gallen besuchte. Im Jahre 1942 bestand ich die eidgenössische Maturitätsprüfung. Die vorklinischen Studien absolvierte ich an der Universität Freiburg, wo ich im Jahre 1945 das erste und 1947 das zweite propädeutische Examen ablegte. Im Frühjahr 1950 absolvierte ich das Staatsexamen für Zahnärzte an der Universität Zürich. Seither war ich, nach kurzer Tätigkeit in der Privatpraxis, an der prothetischen Abteilung des Zahnärztlichen Institutes der Universität Zürich als Assistent tätig. Im Herbst 1951 wechselte ich auf die chirurgisch-poliklinische Abteilung hinüber.



